

BME Automatizálási Tanszék és SOTE Kísérleti Kurató
Laboratórium

Pulzatil vérnyomás paraméterek változása véreztetési shockban

Szücs Béla, Erdész József, Faragó István és Monos Emil

1. Bevezetés

Stacionárius viszonyok között, lépcsőzetes hipotenzióban már korábban vizsgáltuk (2,3) egyes pulzatil (elsőrendű) vérnyomás paraméterek lassu váltakozásainak összefüggését a harmadrendű (0,008 - - 0,2 Hz) vérnyomás összetevővel. Az egyes stabilizált nyomásszinteken szoros kapcsolatot találtunk az additív harmadrendű vérnyomás összetevő és a pulzatil komponens maximális differenciálhányadosa (derivált maximum), valamint abszolút értékének (pulzusnyomás) változása között korrelációs technika alkalmazásával.

A jelen vizsgálati anyag módosított Wiggers-féle irreverzibilis véreztetési shockban, tíz kutyán végzett mérés-sorozatból származik. A tíz kutya közül négy esetében az aorta ascendensben és az arteria iliaca dextrában mért vérnyomást a pufferedény-rendszerrel stabilizált szintek közötti tranziensben is regisztráltuk. A tranziens vizsgálatokat egy újabb jellemzővel, a pulzusszám harmadrendű változásainak mérésével egészítettük ki.

Célunk a felsorolt pulzusszinkron vérnyomás paraméterek és a vasomotorikus nyomáshullámok kölcsönhatásának vizsgálata az irreverzibilis shock körülményei között.

2. Kísérleti módszer

A kísérleteket altatott, immobilizált kutyákon végeztük, mesterséges lélegeztetés mellett. A keringési rendszer két pontján, az aorta ascendensben (AA) és az arteria iliaca dextrában (AID) mértük a vérnyomást Statham elektromanométer segítségével. Az analóg villamos jeleket Hottinger mérőmagnetofonnal regisztráltuk. A középnyomás szint-

tet pufferedény-rendszerrel állítottuk be, illetve stabilizáltuk. A kísérleti elrendezés és a vizsgált keringési jellemzők előállítása alapvetően megegyezik a lépcsőzetes hipotenzióban (1,2,3) végzett vizsgálatokéval. Fontos kiegészítést jelent a mesterséges lélegeztetés frekvenciájára hangolt keskenysávu szűrő (4,5) alkalmazása, amely a légzési komponens zavaró hatását századrészére csökkenti a korrelációfüggvényekben. Állatonként hét keringési állapot vizsgálatára kerülhetett sor a középnyomás szint szempontjából, úgy mint normotenziós (N), első véreztetési tranziens (H1T), első hipotenziós (H1), második véreztetési tranziens (H2T), második hipotenziós (H2), reinfúziós tranziens (RT) és reinfúzió utáni (R) vizsgálat.

Az N, H1, H2 és R állapotban végzett vizsgálatokat stabilizált középnyomás szinteken, stacionárius viszonyok mellett végeztük, mérésenként átlagosan 4000 szivciklus megfigyelése alapján. A harmadrendű hullámtartományban jelentkező keringési jellemzők változásának egy részletét az 1. ábra mutatja.

A H1T, H2T és RT állapotban végzett vizsgálatok metodikája az előzőektől eltérő volt (a 6. ábra szerint), amelyre a 4. pontban külön térünk ki.

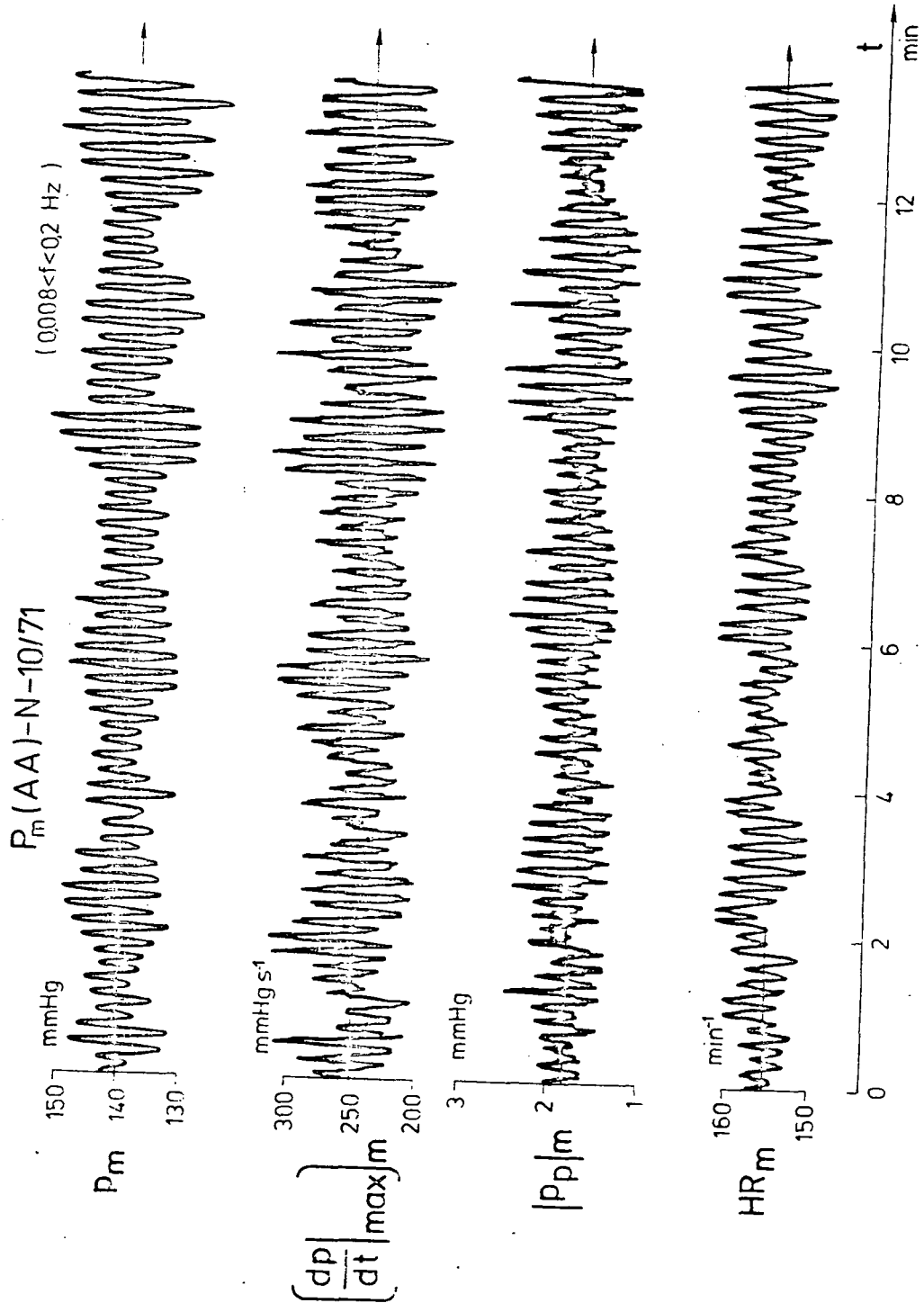
3. Korrelációs vizsgálatok

A jelfeldolgozás során a harmadrendű additív vérnyomás összetevő, a pulzusnyomás és a derivált maximum lassu változásait ($0,008 < f < 0,2$ Hz) végtelenített mágnesszalagon rögzítettük, majd korrelációfüggvényeiket CTR-100 korrelátorral számítottuk ki, 320-szoros időkompresszióval.

A korrelációfüggvényeket koordinátáiróval rajzoltattuk fel és A/D konverter közbeiktatásával lyukszalagra rögzítettük későbbi feldolgozáshoz.

Az elkészített, mintegy 450 korrelációfüggvényből példaképpen bemutatunk a 2. ábrán egy jellemző sorozatot.

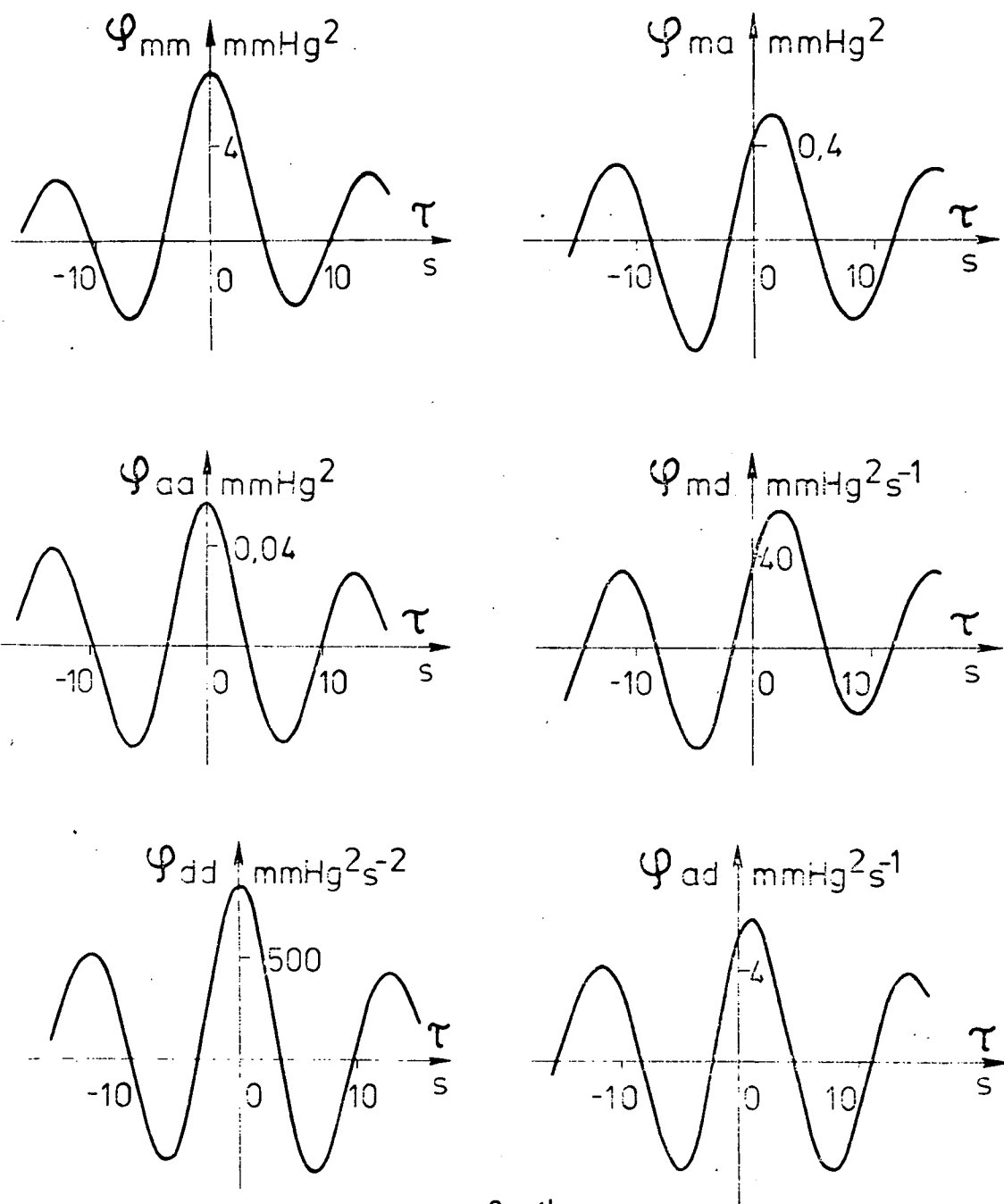
A korrelációfüggvények alapján részben mennyiségi, részben minőségi következtetéseket vontunk le.



1. ábra

Vérnyomásjelből származtatott harmadrendű keringési hullámok.
 p_m : additív vérnyomás komponens. $(dp/dt)_{\max}^m$: derivált maximum. $|p_p|_m$: pulzusnyomás. HR_m : pulzusszám. (Aorta ascendens, 10. kutya, normotenzió.)

CF-P_m(AID)-N-9/71



2. ábra

Harmadrendű keringési hullámok korrelációfüggvényei (φ).
Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponensből,
a: pulzusnyomásból, d: derivált maximumból számított kor-
relációfüggvény. (Arteria iliaca dextra, normotenzio, 9.ku-
tya.)

A tiz kutyára vonatkozó átlagos korrelációs együtthatók változását különböző véreztetési szinteken a 3. ábra szemlélteti. Két jel ok-okozati kapcsolatát leíró k_{xy} dinamikus korrelációs tényező (2) értéke az adott jelstrukturánál jól közelíthető az egyszerűbben számolható

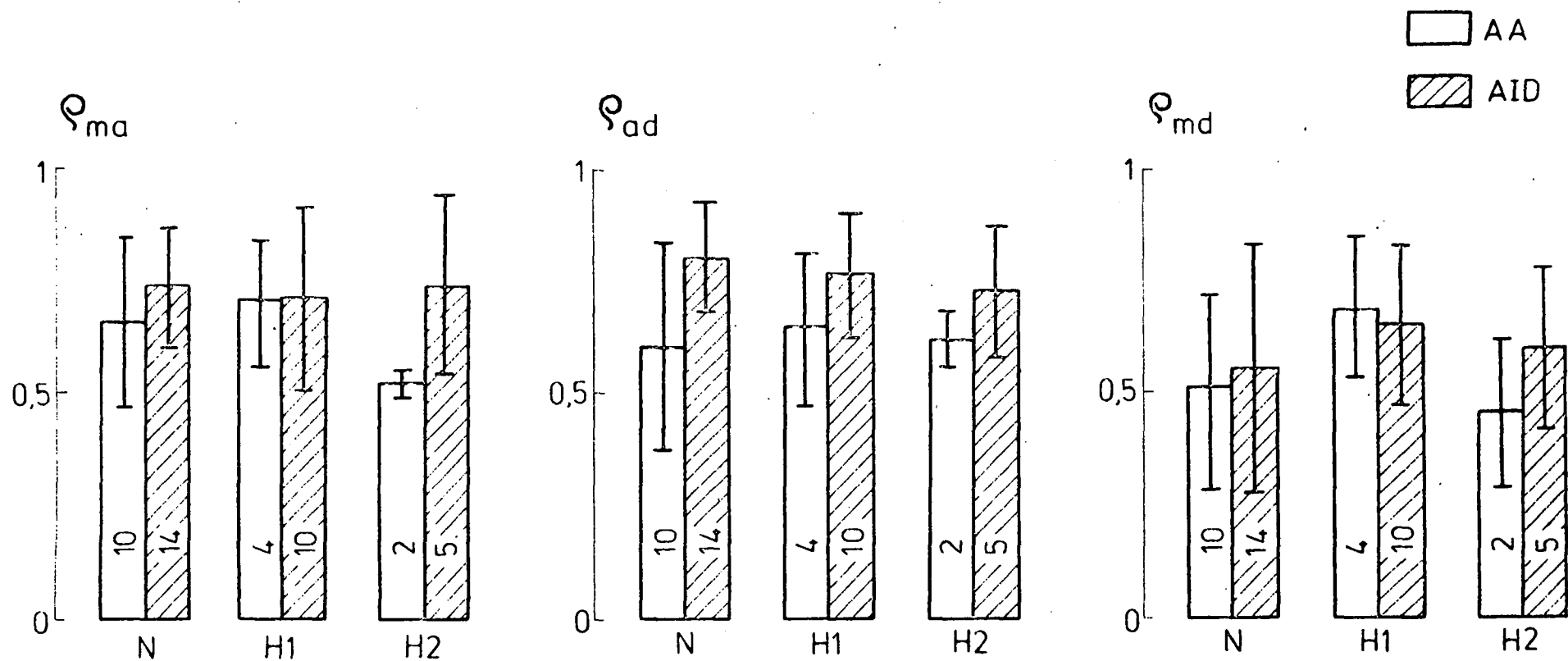
$$\rho_{xy} = \frac{\varphi_{xy} | \max}{(\varphi_{xx}(0) \varphi_{yy}(0))^{0,5}}$$

korrelációs tényezővel.

Az átlagos korrelációs együtthatók 0,5-0,8 értéke nem változik lényegesen normotenzióban és a két véreztetési szinten. A számszerű értékelés azt mutatja, hogy ρ_{ma} és ρ_{ad} közel megegyezik, míg ρ_{md} értéke kisebb. Ez a tendencia középnyomás szinttől és mérési helytől függetlenül fennáll.

Figyelemre méltó, hogy az AID-ben mért korrelációs együtthatók értékei valamivel magasabbak az AA-hoz tartozóknál, ugyanis a szívtől távolabb levő arteriákban az érfal simaizmok által közvetített szabályozási hatások jobban érvényesülhetnek. Eredményeink igazolják, hogy szoros kapcsolat van a lassu additív hullámok és a pulzatil komponensek vasomotorikus frekvenciatartományba eső változásai között. A kapcsolat az irreverzibilis Wiggers shock hatására sem szűnik meg. Ezért indokolt olyan modellstruktúra felállítása, melynek be- és kimenőjelei a vizsgált összetevők.

Már a 2. ábrán bemutatott autokorreláció függvényekből is kitűnik, hogy mindhárom jel statisztikai strukturája nagyon hasonló, míg a keresztkorreláció függvények bizonyítják az ok-okozati kapcsolatot. Ez utóbbiak csúcának elhelyezkedése a $\tau = 0$ értékhez képest jelzi, hogy a derivált maximum változása késik a pulzusnyomás változásához képest, és mindkettő késik az additív vérnyomás összetevőhöz viszonyítva a harmadrendű tartományban.



3. ábra

Harmadrendű keringési hullámok ok-okozati kapcsolatának szorosságát jellemző korrelációs tényezők (ρ). Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponensből, a: pulzusnyomásból, d: derivált maximumból számított korrelációs tényező. N: normotenzio, H1: első, H2: második véreztetési szint. (Az oszlopokba írt számok az adatok számát jelentik.)

A lépcsőzetes hipotenzióban végzett vizsgálatokhoz (1,2,3) hasonlóan, első közelítésben arányos-holtidős átviteli függvényű modellt (4,5) állítottunk fel, amely közel azonos alaku korrelációfüggvények kezelésére alkalmas.

A modell paraméterek meghatározásához a korrelációfüggvények alapján átviteli tényezőket és késési időket számoltunk. Az átviteli tényezőket az azonos alaku korrelációfüggvényeknél az

$$A_{xy} = \frac{\varphi_{xy} | \max}{\varphi_{xx}(0)}$$

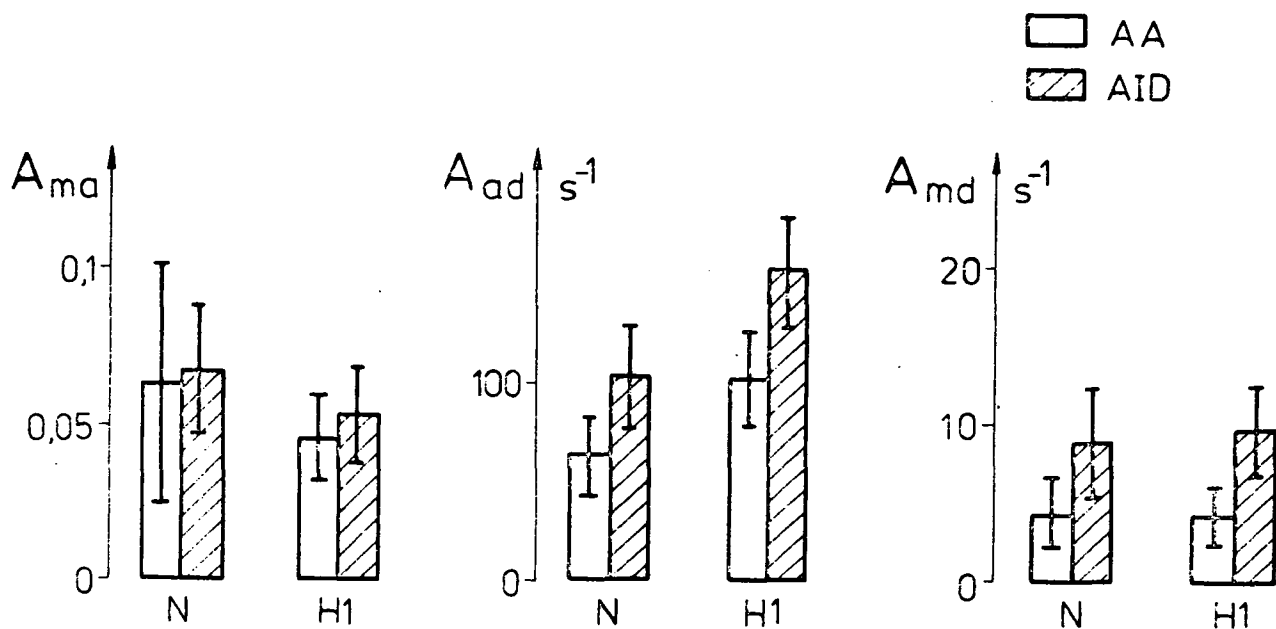
összefüggés alapján határoztuk meg.

Az eredményeket tíz kutyára átlagoltuk véreztetési szintenként, mindkét mérési elvezetés esetén. Az átlagos átviteli tényező értékeit a különböző véreztetési szinteken a 4. ábra szemlélteti.

A keresztkorreláció függvények alapján a hatásirány $m \rightarrow a \rightarrow d$ jellegű, amit az $A_{ma} A_{ad} \simeq A_{md}$ teljesülése - a korrelációs együtthatókat is figyelembe véve - alátámaszt. A késési időkre vonatkozó $T_{md} \simeq T_{ma} + T_{ad}$ összefüggés ellenőrzése szintén igazolta a feltételezett hatásirány elfogadható voltát. A fenti megállapítások normotenzióra (N) és az első véreztetési szintre (H1) vonatkoznak, a többi esetben további elemzés szükséges.

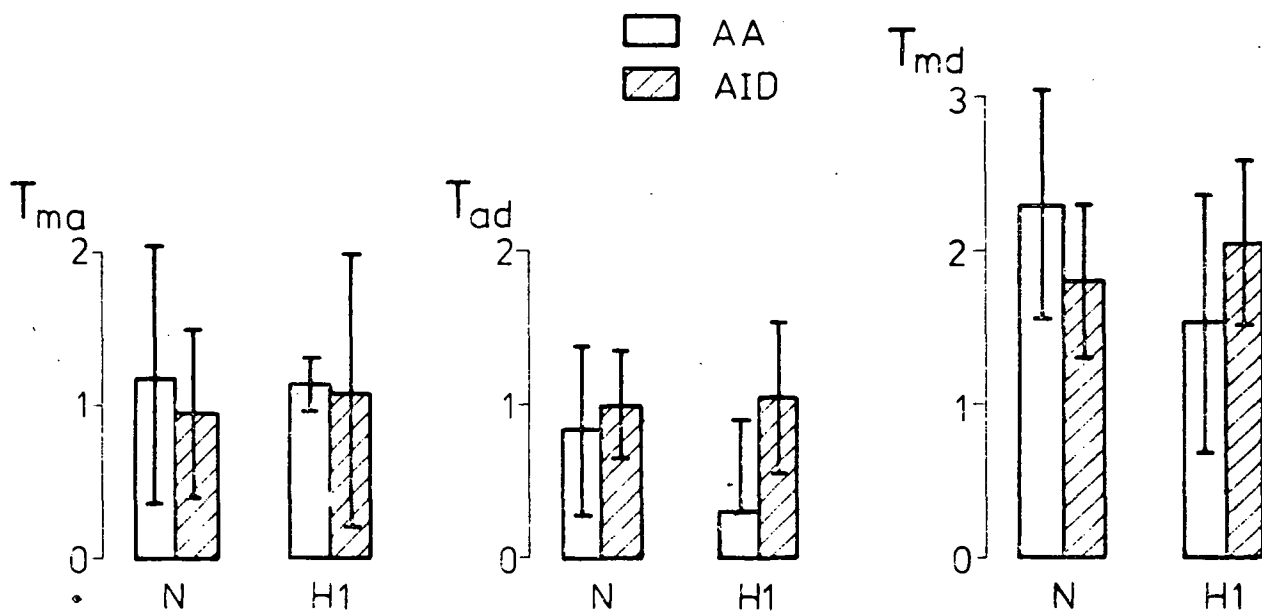
Azt tapasztaltuk, hogy normotenzióban mindegyik kutyánál, mindkét mérési elvezetés esetén a domináns periódusidő átlagosan 13,3 sec (relatív szórás: 8 %). Az első véreztetési szinten a domináns periódusidő átlagosan 18,6 sec-ra (relatív szórás 18,5 %) nő meg. A második véreztetés után a periódusidő tovább növekszik, bár ez a növekedés már nem olyan mértékű és nem olyan egyértelmű, mint az első véreztetés hatására.

Reinfúzióban a jelek sok esetben zajszerűvé váltak, ezért nem lehetett számszerű következtetéseket levonni a harmadrendű hullámok periodicitására vonatkozólag. Feltételezzük, hogy a vérkeringés szabályozás ebben a tartományban már jelentős károsodást szenved.



4. ábra

Átviteli tényezők (A) az indexek szerinti harmadrendű keringési hullámok között. Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponens, a: pulzusnyomás, d: derivált maximum, N: normotenzio, H1: első véreztetési szint.



5. ábra

Késési idők (T) másodpercben az első és második index szerinti harmadrendű keringési hullámok között. Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponens, a: pulzusnyomás, d: derivált maximum, N: normotenzio, H1: első véreztetési szint.

4. Tranziens vizsgálatok

A módosított Wiggers-féle shock szerinti vizsgálatnál három átmeneti szakasz adódik, mégpedig a normotenzio és az első véreztetési szint között (H1T), az első és második véreztetési szint között (H2T), valamint a reinfúzió alatt (RT).

Az artériás középnyomást, a pulzatil vérnyomás összetevő abszolút értékének (pulzusnyomás) és derivált maximumának, valamint a pulzusszámnak a harmadrendű változásait regisztráltuk a tranziens szakaszokban. A jelek felvételének és feldolgozásának vázlatát a 6. ábra mutatja.

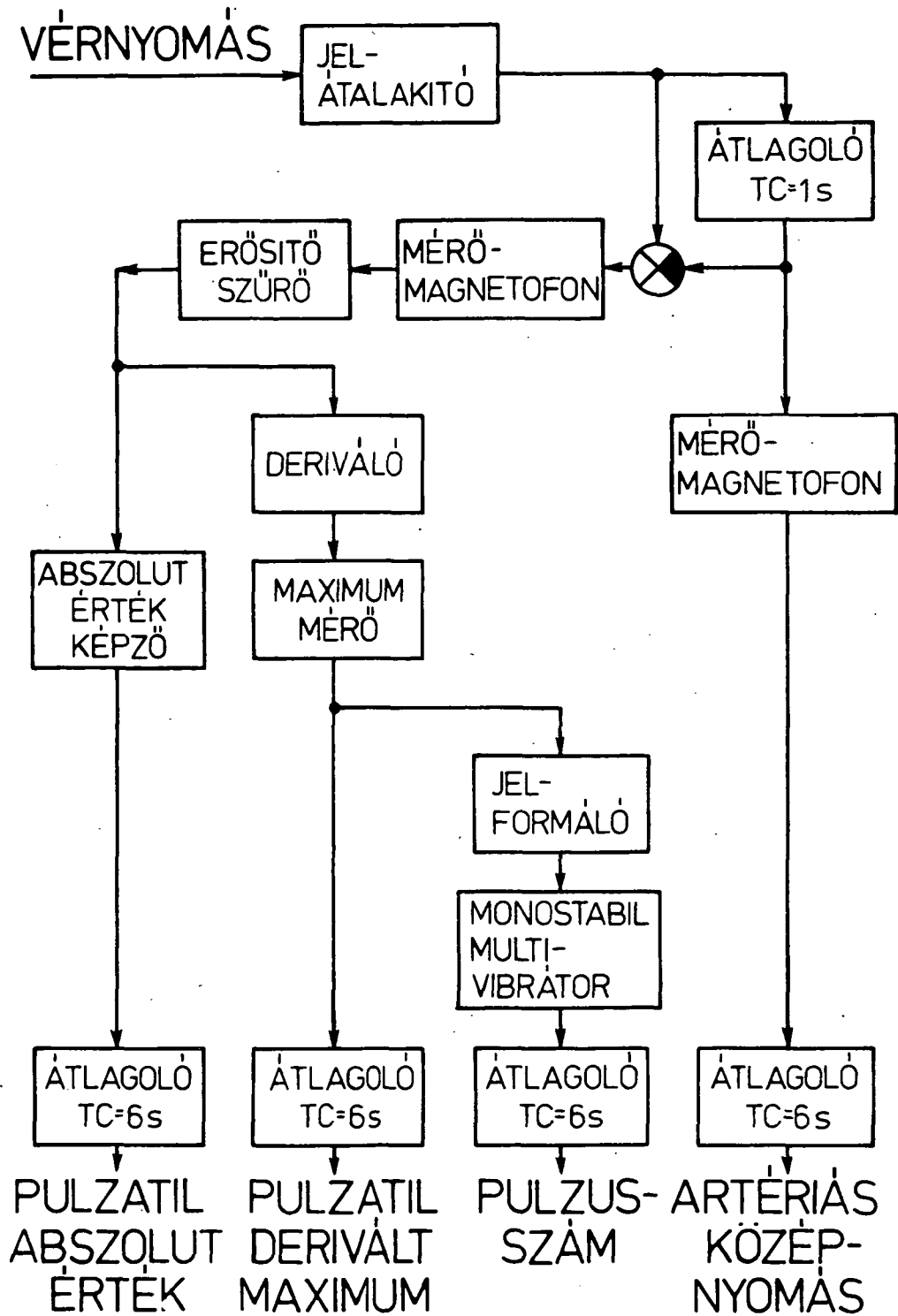
A regisztrátumok 20-szoros időkompresszió mellett készültek koordinátáiróval, így egy tíz perces tranziens felrajzolása valójában fél percet vett igénybe.

Példaként a 7. ábra az arteria iliaca dextrában (AID) mért, második véreztetési tranziens (H2T) alatti $f < 0,03$ Hz változásokat mutatja. A középnyomás esésével csökken a derivált maximum és a pulzusnyomás átlagos értéke is, míg a pulzusszám nem változik lényegesen.

A 8. ábrán szintén az AID-ben mért, de reinfúziós tranziens (RT) jelleggörbéi láthatók. Az első három percben (a levett vérmennyiségnek a visszaáramlása alatt) a vérnyomás jellemzők növekedése, illetve a pulzusszám esése figyelhető meg. A reinfúzió után spontán középnyomás esés következett be, amit a pulzatil jellemzők egyidejű csökkenése kísért.

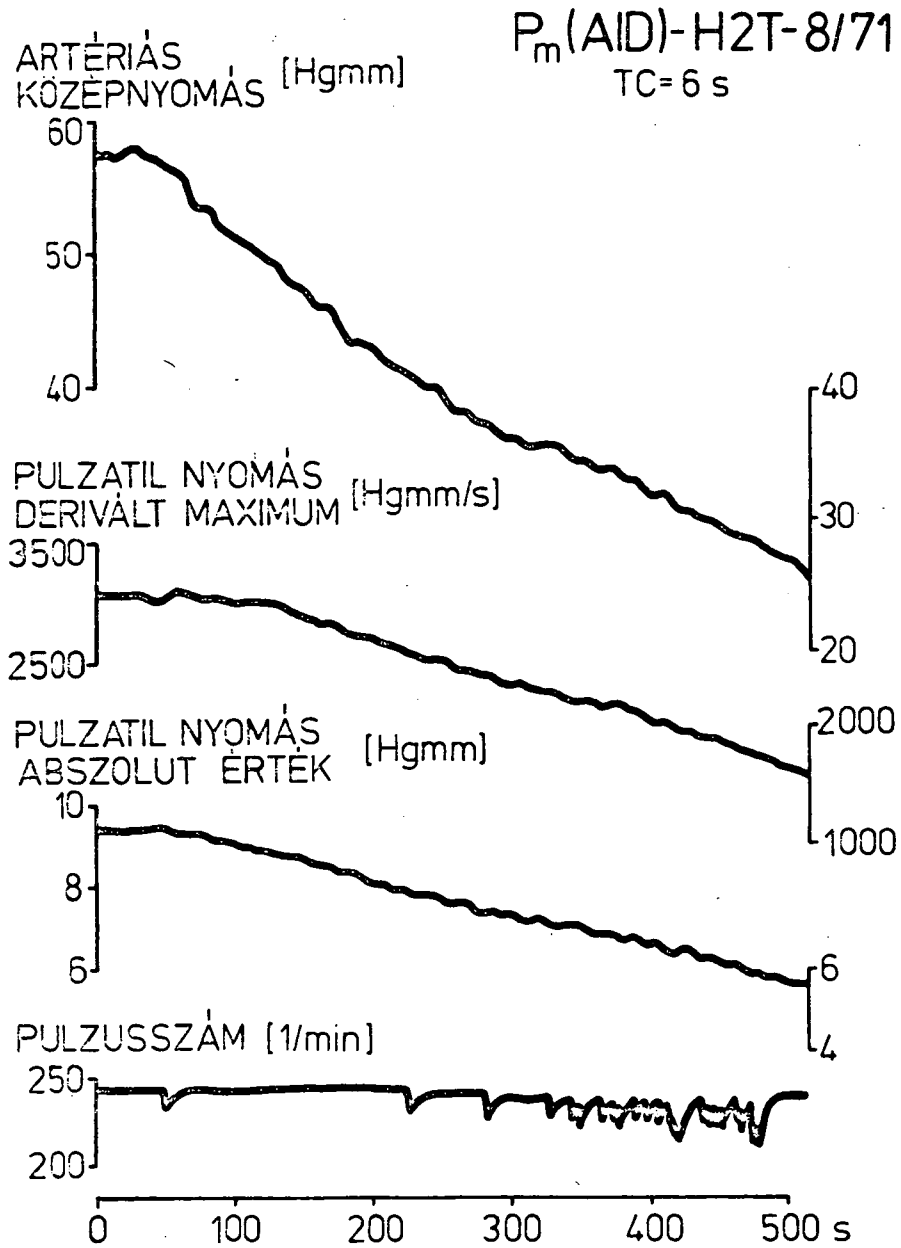
Olyan regisztrátumokat is kaptunk, amelyeken a középnyomás - egyes szakaszokon - független, vagy akár ellentétes módon változott a pulzatil vérnyomás jellemzők harmadrendű változásához képest, amit az egyes jellemzőket más-más hatásuton befolyásoló tényezők jelenlétének tulajdonítunk. A derivált maximum és a pulzusnyomás - melyek a pulzatil keringés szorosan összefüggő jellemzői - mindig szinkronban változtak.

A véreztetés során a spontán nyomáscsökkenés maximális sebessége nem haladta meg a $0,3$ Hgmm/s értéket, de nagysága tranziensenként - sőt azon belül is - változott. Reinfúzió alatt a középnyomás egyenletesebben,



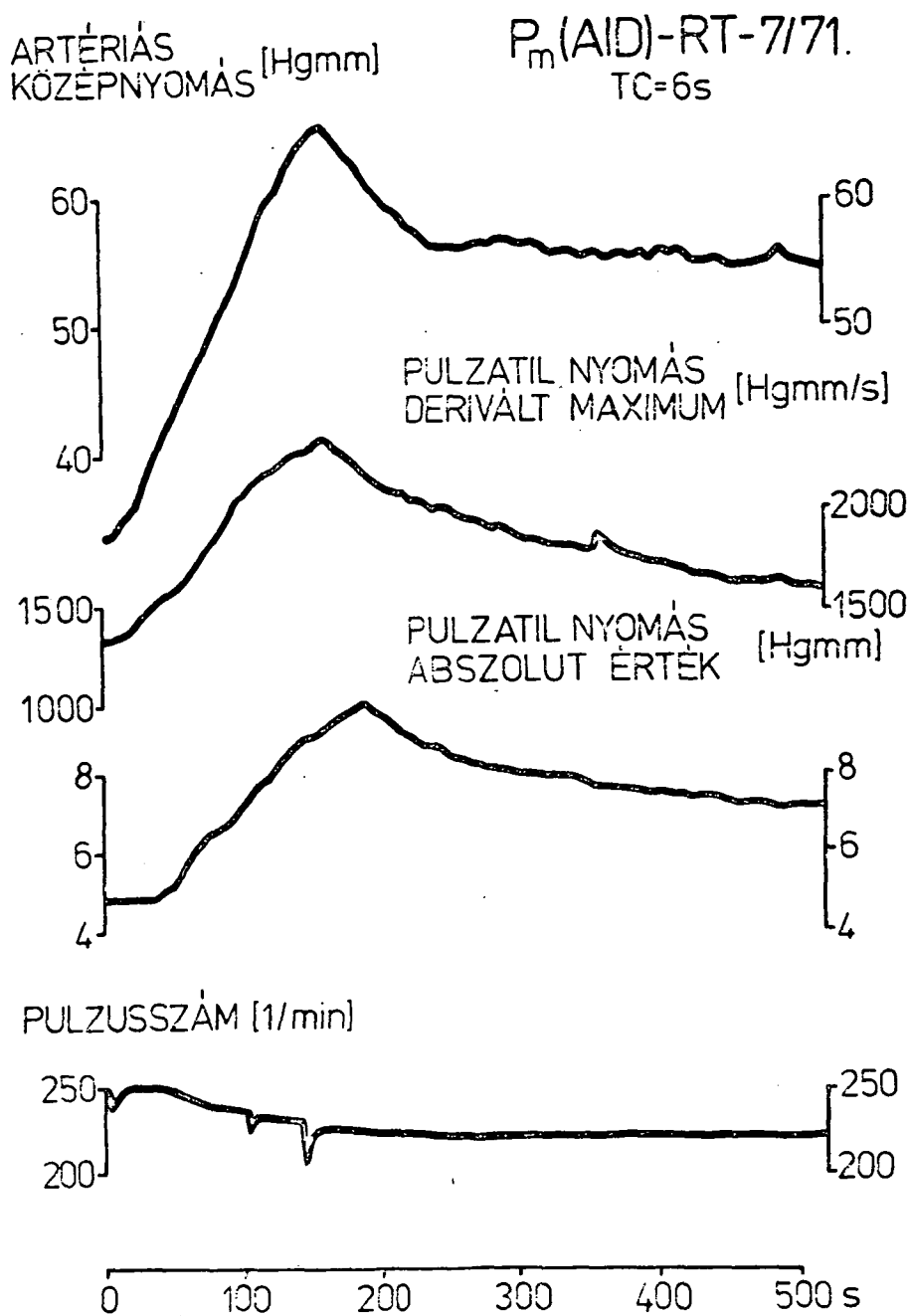
6. ábra

Hatásvázlat a keringési jellemzők tranzienst alatti közepszintjének regisztrálásához. ($f < 0,03 \text{ Hz}$)



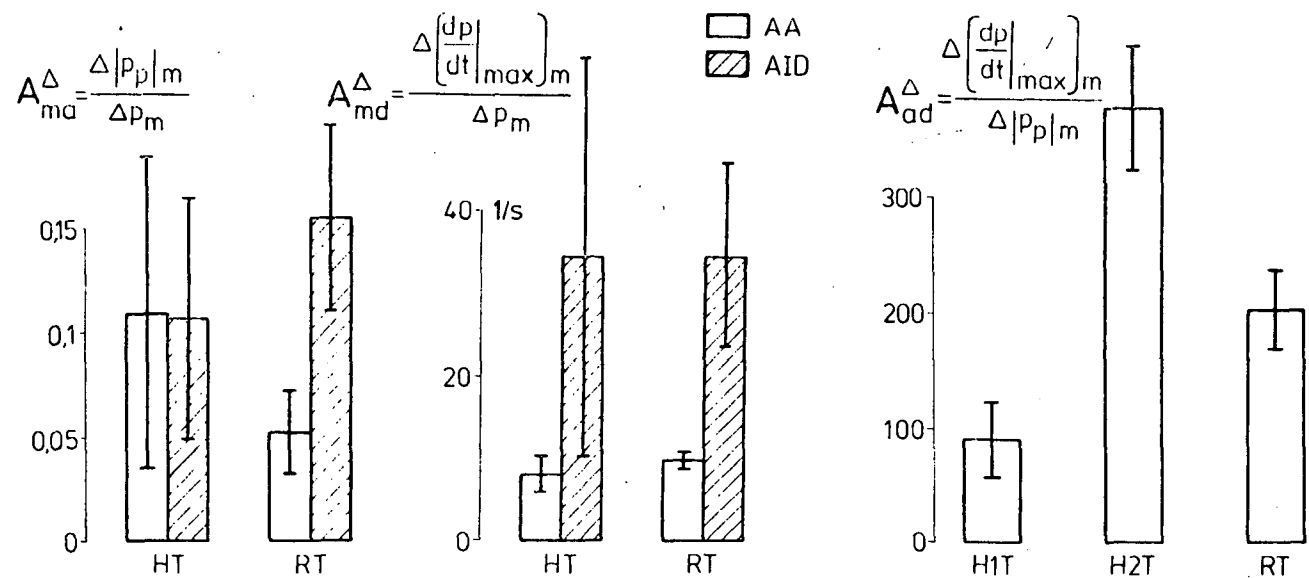
7. ábra

Keringési jellemzők középszintjének ($f < 0,03 \text{ Hz}$) változása az első és második véreztetési szint között (Arteria iliaca dextra, 8. kutya.)



8. ábra

Keringési jellemzők középszintjének ($f < 0,03$) változása rein-
fúziós tranziensben. (Arteria iliaca dextra, 7. kutya.)



9. ábra

Középszint változásokból számított átviteli tényezők (A_{Δ}) az indexek szerinti keringési jellemzőkből. Az indexek jelentése: m: középnomás, a: pulzusnyomás, d: derivált maximum, H(1,2)T: véreztetési (első, második) tranzienst, RT: reinfúziós tranzienst.

0,32 Hgmm/s átlagos értékkel (relatív szórás: 27,5 %) növekedett, valószínűleg amiatt, hogy a károsult érrendszeri szabályozó elemek kevésbé voltak képesek befolyásolni a reinfúzió folyamatát.

A vizsgált keringési jellemzők harmadrendű változásainak mennyiségi kapcsolatát az azonos időtartamhoz tartozó változások hányadosával, mint átviteli tényezőkként fejeztük ki és közülük néhányat a 9. ábrán mutatunk be. A középnyomásra vonatkozó átviteli tényezőket a H1T és H2T tranziensekre összevontan, míg a mérési pontok (AA, AID) szerint külön értékeltük. A pulzusnyomásra és a derivált maximumra vonatkozó átviteli tényezőt viszont a mérési helytől találtuk függetlennek.

5. Összefoglalás

A vérkeringési folyamatok optimális szabályozásának feltárása szempontjából alapvetően fontos információt jelent a különböző frekvenciasávba eső nyomásingadozások kölcsönhatásainak kvantitatív elemzése normál és kóros körülmények között.

Pulzusszinkron és vasomotorikus vérnyomás hullámok kölcsönhatását vizsgáltuk módosított Wiggers-féle irreverzibilis shockban, altatott és immobilizált kutyákon. Az aorta ascendensben és az arteria iliaca dextraban mért vérnyomásjelekből képeztük a harmadrendű összetevőt, valamint a pulzusnyomás, a derivált maximum és a pulzusszám harmadrendű változásával analóg jeleket.

A shock stacionárius (állandó középnyomás szintű) szakaszaiban mintegy 4000 szívciklust vizsgáltunk korrelációs adatredukcióval, míg a véreztetési szintek közötti tranziensekben közvetlen jel-összehasonlítást végeztünk.

A vizsgált keringési jellemzők összefüggésére különböző módszerekkel kapott adatok közeli volta - stacionárius és tranziens körülmények között egyaránt - indokolja azok szabályozási modellbe foglalását.

Irodalom

- (1) Szűcs B., Monos E.: Számítógépek és fiziológiai berendezések együttes alkalmazása vérkeringés dinamikai vizsgálatokban. 2. NJSZT kollokvium, 115-123. Szeged, 1972.
- (2) Szűcs B., Monos E.: Vérkeringési rendszer irányítási folyamatainak modellezése. 5. NJSZT kollokvium, 191-210. Szeged, 1975.
- (3) Szűcs B., Monos E., Csáki F.: New aspects of blood pressure control. 6. IFAC kongresszus anyaga, Boston-Cambridge, USA, 54.5.1-10. (1975)
- (4) Erdész J.: Vérnyomás hullámok korrelációs vizsgálata. Diplomaterv, BME Automatizálási Tanszék, Budapest, 1976.
- (5) Faragó I.: Vérnyomás hullámok spektrális elemzése. Diplomaterv, BME Automatizálási Tanszék, Budapest, 1976.

